

DEVICE AND METHOD FOR PROCESSING ULTRASONIC IMAGE

Patent Number: JP10033538
Publication date: 1998-02-10
Inventor(s): MOCHIZUKI TAKESHI; AKAHA MUTSUHIRO
Applicant(s): ALOKA CO LTD
Requested Patent: ☐ JP10033538
Application Number: JP19960185781 19960716
Priority Number(s):
IPC Classification: A61B8/14; G01N29/06; G01S15/89; G06T1/00
EC Classification:
Equivalents: JP2883584B2

Abstract

PROBLEM TO BE SOLVED: To speedily perform three-dimensional(3D) image processing by forming a new ultrasonic image such as having both the characters of stereoscopic image and projected image together.

SOLUTION: Plural boxels are assumed corresponding to respective echo data on ultrasonic beams. Each boxel has echo data e_i , opaque degree α_i to be determined by the size of these echo data, and transparent degree $(1-\alpha_i)$. The quantity of output light from the boxel is defined as a value adding a value, for which the transparent degree is multiplied to the quantity of output light from the preceding boxel, with a value multiplying the opaque degree to the value of echo data. When prescribed conditions are satisfied, an end discrimination part 77 discriminates the end and at that time, quantity C_{out} of output light from the boxel is determined as a luminance value $P(x, y)$ of a picture element corresponding to the relevant ultrasonic beam. Since this boxel is processed along the ultrasonic beam, it is not necessary to temporarily store data in a 3D echo data memory.

Data supplied from the esp@cenet database - 12

THIS PAGE BLANK (USPTO)

【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波ビームに沿って開始ボクセルから終了ボクセルまでボクセル処理を順次行うことにより、その超音波ビームに対応する画素の画素値を求める超音波画像処理装置であって、
 エコー値 e_i に基づきボクセル i の不透明度 α_i を演算する不透明度演算手段と、
 エコー値 e_i に基づきボクセル i の透明度 β_i を演算する透明度演算手段と、
 エコー値 e_i に不透明度 α_i を乗算し、ボクセル i の発光量を演算する発光量演算手段と、
 1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量にボクセル i の透明度 β_i を乗算し、ボクセル i の透過光量を演算する透過光量演算手段と、
 前記発光量と前記透過光量とを加算し、ボクセル i の出力光量を求める光量加算手段と、
 を含み、
 終了ボクセルの出力光量を画素値に対応させて超音波画像を形成することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項2】 請求項1記載の装置において、
 前記不透明度 α_i は、0以上1以下の範囲内で設定され、
 前記透明度 β_i は $(1-\alpha_i)$ で設定されることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項3】 請求項2記載の装置において、
 前記不透明度 α_i は、エコー値 e_i をパラメータとする関数により定義されることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項4】 請求項3記載の装置において、
 前記関数はエコー値 e_i の増大に対して不透明度 α_i が増大する非線形関数であることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項5】 請求項3記載の装置において、
 前記関数に含まれる係数を可変する係数調整手段を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項6】 請求項1記載の装置において、
 前記終了ボクセルを判定する終了判定手段を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項7】 請求項6記載の装置において、
 前記終了判定手段は、設定された深さまでボクセル処理が到達した場合に前記終了ボクセルを判定することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項8】 請求項6記載の装置において、
 前記判定終了手段は、開始ボクセルから各ボクセルごとにその不透明度 α_i を加算し、その加算値が所定の終了判定値となった場合に前記終了ボクセルを判定することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項9】 請求項8記載の装置において、
 前記不透明度 α_i は、0以上1以下の範囲内で設定され、

前記透明度 β_i は $(1-\alpha_i)$ で設定され、
 前記終了判定値は1であることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項10】 請求項1記載の装置において、
 前記開始ボクセルを設定する手段を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項11】 請求項1記載の装置において、
 前記不透明度演算手段は、各エコー値 e_i に対する不透明度 α_i を対応付けたテーブルで構成されたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項12】 請求項1記載の装置において、
 前記透明度演算手段は、各エコー値 e_i に対する透明度 β_i を対応付けたテーブルで構成されたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項13】 請求項1記載の装置において、
 超音波の送受波により得られた受信信号を対数増幅する対数増幅器を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項14】 三次元領域に対して測定波を送受波し、三次元領域を構成する各ボクセルごとにボクセル値 e_i を取り込む送受波手段と、
 前記三次元領域を通過する仮想的な透視線を設定し、その透視線に沿って開始ボクセルから終了ボクセルまでボクセル処理を順次行うことにより、その透視線に対応する画素の画素値を求める画像処理手段と、
 を含む装置であって、
 前記画像処理手段は、

ボクセル値 e_i に基づきボクセル i の不透明度 α_i を演算する不透明度演算手段と、
 ボクセル値 e_i に基づきボクセル i の透明度 β_i を演算する透明度演算手段と、
 ボクセル値 e_i と不透明度 α_i とに基づき、ボクセル i の発光量を演算する発光量演算手段と、
 1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量とボクセル i の透明度 β_i とに基づき、ボクセル i の透過光量を演算する透過光量演算手段と、
 前記発光量と前記透過光量とに基づき、ボクセル i の出力光量を求める出力光量演算手段と、
 を含み、
 終了ボクセルの出力光量を画素値に対応させて画像を形成することを特徴とする装置。

【請求項15】 請求項14記載の装置において、
 前記透視線を測定波ビームに一致させたことを特徴とする装置。

【請求項16】 三次元領域を通過する仮想的な透視線上で、開始ボクセルから終了ボクセルまでボクセル処理を順次行うことにより、透視線に対応する画素の画素値を求める画像処理方法において、
 ボクセル値 e_i によりボクセル i の不透明度 α_i ($0 \leq \alpha_i \leq 1$)を演算する工程と、

ボクセル i の透明度 $(1-\alpha_i)$ を演算する工程と、
ボクセル値 e_i に不透明度 α_i を乗算し、ボクセル i の
発光量を演算する工程と、

1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量にボクセル i の透明度
 $(1-\alpha_i)$ を乗算し、ボクセル i の透過光量を演算す
る工程と、

前記発光量と前記透過光量とを加算し、ボクセル i の出
力光量を求める工程と、を含み、

終了ボクセルの出力光量を輝度値とすることを特徴とす
る画像処理方法。

【請求項17】 請求項16記載の方法において、
前記不透明度 α_i は、 $k1$ 及び $k2$ を係数として、 $\alpha_i = k1$
 $\cdot e_i^{k2}$ により演算されることを特徴とする画像処理方
法。

【請求項18】 三次元領域を通過する仮想的な透視線
上で、開始ボクセルから終了ボクセルまでボクセル処理
を順次行うことにより、透視線に対応する画素の画素値
を求める超音波画像処理装置であって、
ボクセル値 e_i に基づきボクセル i の不透明度 α_i を演
算する不透明度演算手段と、

前記ボクセル値 e_i 、前記不透明度 α_i 、及び、1つ前
のボクセル $i-1$ の出力光量に相当する入力光量 C_{INi} に
基づいて、ボクセル i の出力光量 C_{OUTi} を演算する出力
光量演算手段と、

を含み、

終了ボクセルの出力光量を画素値に対応させて超音波画
像を形成することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項19】 請求項18記載の装置において、
前記透視線は超音波ビームに相当することを特徴とする
超音波画像処理装置。

【請求項20】 請求項18記載の装置において、
前記出力光量演算手段は、 $C_{INi} + \alpha_i \cdot (e_i - C_{INi})$ の演算により、出力光量 C_{OUTi} を演算することを
特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項21】 超音波ビームを三次元領域で走査する
ことにより得られたエコー値に基づき前記三次元領域を
画像化した超音波画像を形成する画像処理手段を含む超
音波画像処理装置において、

前記画像処理手段は、前記超音波ビームに沿った時系列
順で入力される各エコー値に対して逐次処理を行って、
当該超音波ビーム上の複数のエコー値が反映された画素
値を演算し、
各超音波ビームごとに前記画素値が演算され、それらの
画素値の集合として前記三次元領域を画像化した超音波
画像が形成されることを特徴とする超音波画像処理装
置。

【請求項22】 請求項21記載の装置において、
前記逐次処理では、前のエコー値の演算結果が次のエコー
値の演算で利用され、

終了点のエコー値に対する演算結果として画素値が決定

されることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項23】 請求項22記載の装置において、
超音波ビームに沿って各エコー値を参照することによ
り、各超音波ビームごとに前記終了点を判定する終了判
定手段を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項24】 請求項23記載の装置において、
前記終了判定手段が有する終了判定条件を設定するため
の終了条件設定手段を有することを特徴とする超音波画
像処理装置。

【請求項25】 請求項21記載の装置において、
超音波ビームの走査により取り込まれた各エコー値が三
次元データメモリを介することなく前記画像処理手段に
順次入力され、

前記画像処理手段は各エコー値の入力タイミングに同期
して前記逐次処理を行うことを特徴とする超音波画像処
理装置。

【請求項26】 請求項21記載の装置において、
前記超音波画像は、前記三次元領域を平面上に投影した
画像であることを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は画像処理装置及び方
法に関し、特に、立体画像と投影画像の両者の性質を合
わせもったような新しい三次元画像（特に、三次元超音
波画像）を形成する装置及び方法に関し、またそのよう
な三次元画像の処理を迅速に行うことができる装置及び
方法に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置におけるリアルタイムB
モード表示では、生体内の組織の断面が白黒の濃淡画像
として表示される。レントゲン像が透視像であるのに対
し、この超音波断面画像は単純な断面の像であり、空間
的な把握が困難であるという面がある。すなわち、レン
トゲン像では、皮膚を通して患者の体内を透かして見た
ような画像が得られ、例えば、観察対象となった臓器の
全体構造やその前後の組織との関係などを把握・認識し
ながら、当該臓器の観察を行えるという利点がある。一
方、単なる超音波断面画像では、超音波ビームが走査さ
れた走査面だけの情報しか画像化されず、その臓器の全
体構造やその前後の他の組織との関係などは画像として
現れない。それゆえ、他の部位を観察したければ超音波
探触子を移動・傾斜させて、走査面自体を変更させる必
要があるが、いずれにしても三次元的に（空間的に）組
織を把握するのは困難である。

【0003】そこで、走査面をその面と直交する方向に
移動させて三次元領域内でエコーデータを取り込み、画
像処理により三次元画像を形成することが提案されてい
る。しかし、この従来方法では、三次元領域内のエコー
データをいったん三次元エコーメモリに格納した上で所
定の順序でデータを読み出して処理を行うことが必要と

され、画像処理のためにはデータ処理に時間がかかり、リアルタイムで画像を形成することが全く困難であった。また、表面抽出により臓器の表面を立体的に濃淡表示するものであるために、臓器表面と臓器内部の情報を併せて画像化するようなことはできなかった。従来、エコーデータを積算して積算画像を形成することも提案されているが、その積算画像は奥行き感のないものである。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】以上のように、従来においては、三次元領域内の各エコーデータがいったん三次元エコーデータメモリに書き込まれた後に、読み出されて画像処理されており、そのようなデータの書き込み・読み出しのために、データの取り込みと同期して画像処理を行うことができなかった。また、従来においては、組織表面と内部を同時に画像化することや所望の透明度をもって組織内部を立体的に観察することはできず、このため新しい画像処理法が要望されていた。

【0005】これらの問題は、医療の分野で使用される超音波診断装置に限られず、超音波などの測定波を三次元領域に送受波し、その三次元領域全体又はその領域内の物体を画像化する他の装置でも指摘されている。

【0006】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、奥行き感（立体感）が得られ、同時にレントゲン像のような性質（透過性）をもった画像を形成できる画像処理装置及び方法を提供することにある。

【0007】また、本発明の目的は、そのような画像を迅速に形成できる画像処理装置及び方法を提供することにある。

【0008】また、本発明の目的は、形成される画像の奥行き感と透明度のバランスを自在に調整できる画像処理装置及び方法を提供することにある。

【0009】また、本発明の目的は、画像処理法として知られているボリューム・レンダリング（Volume Rendering）法を改良・発展させ、三次元計測に適合する新しい画像処理法を提供することにある。

【0010】また、本発明の目的は、計測対象となった三次元領域内において処理範囲を適切に設定でき、目的とする物体を的確に画像化できる画像処理装置及び方法を提供することにある。

【0011】また、本発明の目的は、生体内部の組織・臓器をあたかも光に照らされているかのように表現できる超音波画像処理装置及び方法を提供することにある。

【0012】また、本発明の目的は、従来の三次元画像処理で必要とされていた三次元データメモリを排除でき、迅速な処理を行える画像処理装置及び方法を提供することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段】

（1）上記目的を達成するために、本発明は、超音波ビームに沿って開始ボクセルから終了ボクセルまでボクセル処理を順次行うことにより、その超音波ビームに対応する画素の画素値を求める超音波画像処理装置であって、エコー値 e_i に基づきボクセル i の不透明度 α_i を演算する不透明度演算手段と、エコー値 e_i に基づきボクセル i の透明度 β_i を演算する透明度演算手段と、エコー値 e_i に不透明度 α_i を乗算し、ボクセル i の発光量を演算する発光量演算手段と、1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量にボクセル i の透明度 β_i を乗算し、ボクセル i の透過光量を演算する透過光量演算手段と、前記発光量と前記透過光量とを加算し、ボクセル i の出力光量を求める光量加算手段と、を含み、終了ボクセルの出力光量を画素値に対応させて超音波画像を形成することを特徴とする。

【0014】上記構成によれば、三次元領域内で超音波ビームが三次元的に走査され、その三次元領域内の各位置でエコー値 e_i （すなわちエコーデータ）が取り込まれる。ここで、その三次元領域は、多数の「ボクセル」の集合体として仮定される。このモデルでは、各ボクセルは標本点（サンプル・ボリューム）に相当し、各ボクセルは「ボクセル値」としてエコー値 e_i を有する。また、各ボクセルには、後述のように「不透明度」及び「透明度」が定義される。

【0015】本発明では、この三次元領域に対し、各画素に対応する仮想的な透視線が複数設定される。そして、各透視線ごとにボクセル処理がなされ、すなわち、所定の開始ボクセルから所定の終了ボクセルまで、各ボクセルのエコー値 e_i が逐次的にボクセル処理され、最終的な処理結果（終了ボクセルの出力光量）が画素の画素値（例えば、輝度値、色相など）に変換される。

【0016】本発明の好適な態様では、透視線は超音波ビーム方向に設定され、換言すれば、超音波ビームに沿ってボクセル処理が実行される。これにより、順次取り込まれるエコーデータを時系列順で逐次的にリアルタイム処理でき、また、従来装置において必要であった三次元データメモリを不要にすることができる。すなわち、本発明によれば、取り込まれたエコーデータはその取り込み順序で処理され、三次元データメモリにいったんすべてのエコーデータを格納させなくても、データ処理を十分に行える。なお、超音波ビームと透視線とを一致させない場合には、三次元領域の外部に視点を設定し、その視点から複数の透視線を放射状に設定することになる。

【0017】上記のボクセル処理は、透視線上の開始ボクセル（通常は、原点に最も近い最初のボクセル）から所定の終了条件が満たされる終了ボクセルまで順次行われる。なお、透視線が超音波ビームとして定義される場合には、開始ボクセルは、通常、最も送受波器（超音波探触子など）に近いボクセルとなる。ただし、ノイズの

影響を避けるために、送受波器近傍のボクセルについては処理対象としないことも可能であり、この場合には所定の深さのボクセルを開始ボクセルとし、そこからボクセル処理を行う。

【0018】各ボクセル i のボクセル処理においては、まず、ボクセル i のエコー値 e_i に基づき不透明度 α_i と透明度 β_i が定義される。そして、エコー値 e_i に不透明度 α_i が乗算されてボクセル i の発光量が演算され、また、1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量にボクセル i の透明度 β_i が乗算されてボクセル i の透過光量が演算される。

【0019】ここで、不透明度 α_i は、ボクセル i についての周囲への超音波の拡散・散乱の度合いに関わるもので、発光量は、ボクセル i の音源(光源)としての強さを表すものと思われる。一方、透明度 β_i は、超音波の透過率に関わるもので、透過光量は、ボクセル i を伝達媒体として見た場合にその伝達率に相当するものと思われる。このような発光量と透過光量とが加算されてボクセル i の出力光量が演算される。ここで、出力光量はボクセル i の画素値への寄与度を表すものである。この出力光量は、次のボクセルのボクセル処理(透過光量の演算)に引き渡される。

【0020】以上のボクセル処理が最終ボクセルに到達すると、その最終ボクセルの出力光量が画素値に変換される。そして、各透視線の画素値が求まれば、それらの画素値の集合として1枚の超音波画像が形成される。

【0021】この超音波画像は、透視画像としての性格と立体画像としての性格とを併せて有することが実験により確認されている。すなわち、生体内の組織をレントゲン写真のように透かして表現でき、その一方、超音波三次元画像のような奥行き感をもって表現できる。よって、例えば胎児の表面と内部の同時観察などを行うことができ、疾病診断に当たって組織の三次元的な把握を容易に行うことができる。

【0022】もちろん、不透明度及び透明度の定義を変化させることによって、所望の画質の超音波画像を構成でき、例えば透明感を強調したり、または立体感を強調したりすることができる。あるいは、組織表面を強調したり、または組織内部を強調することができる。このような設定は、実験結果に基づいて自動的に行うことができ、あるいは画像表示を確認しながらオペレータがつまみをリアルタイムで操作することにより実現することもできる。

【0023】(2)本発明の好適な態様では、前記不透明度 α_i は、0以上1以下の範囲内で設定され、前記透明度 β_i は $(1-\alpha_i)$ で設定される。

【0024】(3)本発明の好適な態様では、前記不透明度 α_i は、エコー値 e_i をパラメータとする関数により定義される。ここで、前記関数はエコー値 e_i の増大に対して不透明度 α_i が増大する非線形関数であること

が望ましい。

【0025】(4)本発明の好適な態様では、前記関数に含まれる係数を可変させる係数調整手段を含む。かかる構成によれば、例えば、表示させる深さを調節することができ、また表面画像から透過画像まで自在に調整できる。

【0026】(5)本発明の好適な態様では、前記終了ボクセルを判定する終了判定手段を含む。ここで、前記終了判定手段は、望ましくは、設定された深さまでボクセル処理が到達した場合に前記終了ボクセルを判定する。また、前記判定終了手段は、望ましくは、開始ボクセルから各ボクセルごとにその不透明度 α_i を加算し、その加算値が所定の終了判定値となった場合に終了ボクセルを判定する。ここで、前記終了判定値は望ましくは1である。

【0027】すなわち、上記の終了判定手段は、処理が予め設定された深さのボクセル(あるいは最後のボクセル)に到達した場合や、逐次加算した不透明度 α_i が終了判定値(通常は1)に達した場合に終了を判定するものである。よって、逐次加算される各不透明度 α_i の値が透視線全体にわたって大きければ、比較的早い段階で処理が終了することになり、例えば組織の表面まで透視して画像表現が終了することになる。組織表面は比較的エコー値が大きいので、終了判定条件を適宜設定すれば組織表面でボクセル処理を終了させて、組織の表面画像を形成できる。すなわち、しきい値法などを利用すること無く表面抽出を行える。

【0028】(6)本発明の好適な態様では、前記開始ボクセルを設定する手段を有する。ここで、開始ボクセルは例えば透視線(超音波ビーム)上の最初のボクセルであり、あるいは、人為的に又は自動的に設定された深さのボクセルである。

【0029】(7)本発明の好適な態様では、前記不透明度演算手段は、各エコー値 e_i に対する不透明度 α_i を対応付けたテーブルで構成され、前記透明度演算手段は、各エコー値 e_i に対する透明度 β_i を対応付けたテーブルで構成される。このようなテーブルを利用することにより処理時間を短縮できる。

【0030】(8)本発明の好適な態様によれば、超音波の送受波により得られた受信信号を対数増幅する対数増幅器を有する。実験によれば、このような対数増幅後にボクセル処理を行うことにより、より良好な超音波画像を形成できることが確認されている。

【0031】(9)また、上記目的を達成するために、本発明は、三次元領域に対して測定波を送受波し、三次元領域を構成する各ボクセルごとにボクセル値 e_i を取り込む送受波手段と、前記三次元領域を通過する仮想的な透視線を設定し、その透視線に沿って開始ボクセルから終了ボクセルまでボクセル処理を順次行うことにより、その透視線に対応する画素の画素値を求める画像処

理手段と、を含む装置であって、前記画像処理手段は、ボクセル値 e_i に基づきボクセル i の不透明度 α_i を演算する不透明度演算手段と、ボクセル値 e_i に基づきボクセル i の透明度 β_i を演算する透明度演算手段と、ボクセル値 e_i と不透明度 α_i とに基づいて、ボクセル i の発光量を演算する発光量演算手段と、1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量とボクセル i の透明度 β_i とに基づいて、ボクセル i の透過光量を演算する透過光量演算手段と、前記発光量と前記透過光量とに基づいて、ボクセル i の出力光量を求める出力光量演算手段と、を含み、終了ボクセルの出力光量を画素値に対応させて前記三次元領域の画像を形成することを特徴とする。

【0032】上記測定波は、例えば超音波であり、本発明は、生体の超音波診断を行う場合の他に、生体以外の物体の超音波診断を行う場合（例えば金属探傷、ソナー）や魚群探知機にも適用できる。

【0033】(10)また、上記目的を達成するために、本発明は、三次元領域を通過する仮想的な透視線上で、開始ボクセルから終了ボクセルまでボクセル処理を順次行って、透視線に対応する画素の画素値を求める画像処理方法において、ボクセル値 e_i によりボクセル i の不透明度 α_i ($0 \leq \alpha_i \leq 1$)を演算する工程と、ボクセル i の透明度 ($1 - \alpha_i$)を演算する工程と、ボクセル値 e_i に不透明度 α_i を乗算し、ボクセル i の発光量を演算する工程と、1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量にボクセル i の透明度 ($1 - \alpha_i$)を乗算し、ボクセル i の透過光量を演算する工程と、前記発光量と前記透過光量とを加算し、ボクセル i の出力光量を求める工程と、を含み、終了ボクセルの出力光量を画素値とすることを特徴とする。ここで、望ましくは、前記不透明度 α_i は、 $k1$ 及び $k2$ を係数として、 $\alpha_i = k1 \cdot e_i^{k2}$ により演算される。

【0034】(11)また、上記目的を達成するために、本発明は、三次元領域を通過する仮想的な透視線上で、開始ボクセルから終了ボクセルまでボクセル処理を順次行うことにより、透視線に対応する画素の画素値を求める超音波画像処理装置において、ボクセル値 e_i に基づきボクセル i の不透明度 α_i を演算する不透明度演算手段と、前記ボクセル値 e_i 、前記不透明度 α_i 、及び、1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量に相当する入力光量 C_{Ini} に基づいて、ボクセル i の出力光量 C_{Outi} を演算する出力光量演算手段と、を含み、終了ボクセルの出力光量を画素値に対応させて画像を形成することを特徴とする。

【0035】本発明の好適な態様では、前記透視線は超音波ビームに相当する。また、本発明の好適な態様では、前記出力光量演算手段は、 $C_{Ini} + \alpha_i \cdot (e_i - C_{Ini})$ の演算により、出力光量 C_{Outi} を演算する。

【0036】(12)また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波ビームを三次元領域で走査するこ

とにより得られたエコー値に基づき前記三次元領域を画像化した超音波画像を形成する画像処理手段を含む超音波画像処理装置において、前記画像処理手段は、前記超音波ビームに沿った時系列順で入力される各エコー値に対して逐次処理を行って、当該超音波ビーム上の複数のエコー値が反映された画素値を演算し、各超音波ビームごとに前記画素値が演算され、それらの画素値の集合として前記三次元領域を画像化した超音波画像が形成されることを特徴とする。

【0037】上記構成によれば、各エコー値がその取り込み順序で逐次的に処理され、これにより超音波ビームごとに画素値が演算される。すなわち、この構成によれば、各エコー値を三次元データメモリにいったん格納することなく、その時系列順で処理できるので、超音波の送受波と同期したデータ処理を実現できる。従来から、三次元領域を画像化した超音波画像（積算画像、投影画像を含む）の実時間処理が強く要望されていたが、本発明によれば、以上のような簡単な構成によってその要望に応えることができる。

【0038】(13)本発明の好適な態様では、前記逐次処理では、前のエコー値の演算結果が次のエコー値の演算で利用され、終了点のエコー値に対する演算結果として画素値が決定される。

【0039】また、本発明の好適な態様では、超音波ビームに沿って各エコー値を参照することにより、各超音波ビームごとに前記終了点を判定する終了判定手段を含む。また、本発明の好適な態様では、前記終了判定手段が有する終了判定条件を設定するための終了条件設定手段を有する。

【0040】また、本発明の好適な態様では、超音波ビームの走査により取り込まれた各エコー値が三次元データメモリを介することなく前記画像処理手段に順次入力され、前記画像処理手段は各エコー値の入力タイミングに同期して前記逐次処理を行う。

【0041】また、本発明の好適な態様では、前記超音波画像は、前記三次元領域を平面上に投影した画像である。ここで、その超音波画像には、上記の不透明度などを利用したボクセル処理による立体投影画像、エコー値を積算することにより形成される積算画像、エコー値を投影面に投影することにより形成される投影画像、などが含まれる。

【0042】

【発明の実施の形態】

【原理説明】本実施形態に係る画像処理法は、公知のボリューム・レンダリング (Volume Rendering) 法を基礎とし、リアルタイムの画像処理（特に、超音波画像処理）にその手法を発展させたものである。その際には、特有の条件が加味されている。そこで、まず本実施形態に係る画像処理法の原理について、図1～図3を用いて説明する。

【0043】図1(A)に示すように、Y方向に向く超音波ビームがX方向に走査されると、走査面10が形成される。この走査面10をZ方向に移動させると、周知のように三次元エコーデータ取込み空間12が形成される。この三次元エコーデータ取込み空間12に対して、各超音波ビームに沿って本実施形態に係るボクセル処理を行い、投影面16上に三次元エコーデータ取込み空間12を投影したものが、図1(B)の超音波画像100である。超音波画像100では、そのX方向の1ライン100aが1つの走査面10に相当する。換言すれば、超音波ビーム(透視線)1本が超音波画像100内の1画素に相当する。

【0044】ここで、取り込まれたエコーデータの時系列順でそのエコーデータに対して以下に詳述するボクセル処理が行われるので、各エコーデータを三次元エコーデータメモリにいったん蓄積して画像形成に必要な順序でエコーデータを読み出す必要はなく、データ取り込みと同期したデータ処理が可能となる。

【0045】さて、図2及び図3には、ボクセル20の概念が示されている。1つのボクセルは、受信信号をA/D変換して得られた1つのエコーデータに相当し、換言すれば、そのA/D変換レートの1周期に相当するボリューム(標本点)に相当するものである。すなわち、超音波ビームは、多数のボクセルの集合体として仮定される。図2には各ボクセルが $i-1$ から L_{LAST} まで示されている。最初のボクセルから順次処理を行って得られた値が超音波画像を構成する1画素の輝度値 $P(x, y)$ に対応する。

【0046】ここで、各ボクセルに対し、不透明度 α と透明度 β [本実施形態では $\beta = (1 - \alpha)$]を定義することにする。不透明度 α は、図3に示すようにボクセルの周囲への自発的な発光に相当するものである。透明度 $(1 - \alpha)$ は1つ前のボクセルからの光に対する当該ボクセル中の透過度合いに相当するものである。不透明度 α は $0 \leq \alpha \leq 1$ の範囲に設定され、本実施形態において、その不透明度はエコーデータ(エコー値)の関数として定義される。具体的には、例えば、

【数1】

$$\alpha = k_1 \cdot e^{k_2} \quad \dots (1)$$

として定義される。ここで、 e はエコーデータの値であり、また k_1 は定数(係数)である。 k_2 としては望ましくは1よりも大きい数値が代入され、例えば $k_2 = 2$ 又は3である。すなわち、エコーデータの値 e に対して α は非線形に変化する。なお、定数 k_1 は可変できるように構成するのが望ましい。

【0047】図2に示されるように、あるボクセル i には、入力光量 C_{INi} と出力光量 C_{OUTi} とが定義され、その入力光量 C_{INi} は1つ前のボクセル $i-1$ の出力光量 C_{OUTi-1} に等しい。すなわち、

【数2】

$$C_{INi} = C_{OUTi-1} \quad \dots (2)$$

の関係がある。ただし、ボクセル処理が開始される開始ボクセルにおいては $C_{IN1} = 0$ である。

【0048】各ボクセルには、上記の不透明度 α と透明度 $(1 - \alpha)$ に基づいて、発光量と透過光量が定義される。すなわち、ボクセル i の発光量は、不透明度とエコーデータの積として定義され、 $\alpha_i \cdot e_i$ である。ボクセル i の透過光量は透明度と入力光量の積として定義され、 $(1 - \alpha_i) \cdot C_{INi}$ である。

【0049】本実施形態において、図4に示すように、その発光量と透過光量は以下のように加算され、当該ボクセルの出力光量 C_{OUTi} が決定される。

【0050】

【数3】

$$C_{OUTi} = (1 - \alpha_i) \cdot C_{INi} + \alpha_i \cdot e_i \quad \dots (3)$$

ただし、上記第2式から $C_{INi} = C_{OUTi-1}$ である。すなわち、1つ前のボクセルでの計算結果が次のボクセルの計算に利用される。

【0051】上記の第3式を開始ボクセルから次のボクセルへ、そして、その次のボクセルへと順次行っていく間において、各ボクセルの不透明度 α_i を加算し、その加算値 $\Sigma \alpha_i$ が1に到達した時点で、処理を終了させる。ただし、処理が最後又は設定された深さのボクセル L_{LAST} となった場合にも処理を終了させる。すなわち、処理の終了条件は、

【数4】

$$\Sigma \alpha_i = 1 \quad \text{or} \quad i = L_{LAST} \quad \dots (4)$$

である。 $\Sigma \alpha_i = 1$ での処理の終了は、不透明度の総和が1に到達した時点で処理を停止させることを意味し、もちろん、条件に応じて上記第4式の条件、特に α_i の最大加算値(終了判定値)を変更させてもよい。

【0052】以上の終了判定がなされた時点でのボクセル(最終ボクセル)の出力光量 C_{OUT} が、対応する画素の輝度 $P(x, y)$ として利用される。そして、このような超音波ビームごとの画素値演算がすべての超音波ビームについて行われると、超音波画像を構成するすべての画素の画素値を得られる。すなわち、1枚の超音波画像が形成される。

【0053】上記第3式が示すように、画素の輝度値 $P(x, y)$ には、開始ボクセルから終了ボクセルまでのすべてのエコーデータの値が反映されている。しかし、それは従来のように単なる単純積算でなく、各ボクセルでの超音波の散乱と吸収の両方を反映したものとなっている。よって、あたかも光源から光が出て、各ボクセルでの散乱及び吸収を経て透過した光によって形成される像のような奥行き感(立体感)と透明感の両者の性質をもった超音波画像を構成できる。

【0054】ところで、上記第3式においては、透明度が $(1 - \alpha_i)$ で定義され、すなわち不透明度 α_i によって透明度を表すことができるので、演算式中から透明

度の概念を見掛け上消去することができる。よって、以下のように第3式を式変形することにより、同じ原理に基づいて、出力光量 C_{OUTi} を演算できる。

【0055】

【数5】

$$C_{OUTi} = (1 - \alpha_i) \cdot C_{INi} + \alpha_i \cdot e_i \quad \dots (3)$$

$$= C_{INi} + \alpha_i \cdot (e_i - C_{INi}) \quad \dots (5-1)$$

$$= C_{INi} + \Delta_i \quad \dots (5-2)$$

$$(\text{ここで、} \Delta_i = \alpha_i \cdot (e_i - C_{INi}))$$

上記の第5-1式は第3式を書き換えたもので、その第2項を Δ_i で置き換えると、第5-2式が得られる。すなわち、ボクセル i の出力光量 C_{OUTi} は、入力光量 C_{INi} に修正光量 Δ_i を加算したものと定義できる。この5-2式においても、上記の式変形の過程を見れば明らかなように、透明度 $(1 - \alpha_i)$ の概念は内包されており、原理上異ならない。

【0056】〔好適な実施形態〕以下、本発明の好適な実施形態につき図面を用いて説明する。

【0057】図5には、本発明に係る超音波画像処理装置の全体構成が示されており、図5はそのブロック図である。

【0058】超音波探触子22は、リニアアレイ型の超音波振動子を有し、そのリニアアレイ型の超音波振動子を電子走査（リニア走査、セクタ走査）することによって、X-Y面内に走査面10が形成される。この走査面10を例えば機械的にZ方向へ走査することによって、図1に示したような三次元エコーデータ取込み空間12が形成される。ここで、超音波探触子22のZ方向への機械的な走査は駆動部24によって行われており、ロータリーエンコーダ26はその超音波探触子22のZ方向の座標を検出する。この実施形態では駆動部24によって自動的にZ方向へ超音波探触子22が走査されているが、もちろん手動により超音波探触子22を走査させてもよい。この場合においてもZ方向の座標の取込みが必要となる。なお、Z座標は後述するデジタルスキャンコンバータ（DSC）28に送られる。

【0059】図5において、送受信部30は超音波探触子22に対して送信信号を供給すると共に、超音波探触子22から出力された受信信号を処理するものである。その送受信部30から出力された受信信号は、まずアンプ32によって増幅された後、LOGアンプ34において対数増幅され、そしてA/D変換器36にてデジタル信号に変換された後に、画像処理部38に送られる。画像処理部38は、受信信号の入力に同期して上述した図4に示すような処理を行って、最終的に各超音波ビームごとに、対応する画素の輝度値を決定し、DSC28に出力する。すなわち、このDSC28においては、それに内蔵された表示メモリに超音波画像1枚分の画像データが格納される。この場合、各画素の画素データは超音波ビームのXアドレスと上述したZアドレスとによって

特定されており、それらが表示メモリ上のX、Yアドレスに対応づけられ書き込まれる。DSC28から読み出された画像データはD/A変換器40にてアナログ信号に戻された後、表示器42に送られ、この表示器42にて本実施形態に係る三次元超音波画像が表示される。

【0060】画像処理部38には、不透明度（オパシティ）調整部44にて決定された係数 $k1$ が入力されており、この $k1$ によって各ボクセルの不透明度を調整することができる。

【0061】なお、この実施形態においては、画像処理部38の前端に対数増幅を行うLOGアンプ34が設けられているが、このようなLOGアンプ34を設けることによって、より超音波画像を良好なものにできることが実験により確認されている。

【0062】図6には、図5に示した画像処理部38の具体的な構成例が示されている。

【0063】図6において、A/D変換後のエコーデータ e_i は、ラッチ回路50においていったんラッチされた後、そのエコーデータ e_i が発光量演算部52、不透明度演算部54及び透明度演算部56に入力される。ここで、発光量演算部52は、乗算器58で構成され、その乗算器58は、 $e_i \cdot \alpha_i$ の計算を行って発光量を求める。不透明度演算部54は、この実施形態において α ROMで構成され、すなわちエコーデータ e_i と不透明度 α との関係を示すテーブルで構成されている。これと同様に、透明度演算部56は、 $(1 - \alpha)$ ROMで構成され、すなわちエコーデータ e_i と透明度 $(1 - \alpha)$ との関係を示すテーブルで構成されている。

【0064】従って、エコーデータ e_i が不透明度演算部54に入力されると、その出力から不透明度 α_i が出力され、一方、そのエコーデータ e_i が透明度演算部56に入力されると、その出力から透明度 $(1 - \alpha_i)$ が出力される。

【0065】これらの不透明度演算部54、透明度演算部56、ラッチ回路50、ラッチ回路60及びラッチ回路62には、ANDゲート64を介してサンプリングクロックが供給されている。このサンプリングクロックは、図5に示したA/D変換器36に入力されるA/D変換のためのサンプリングクロックである。すなわち、図6に示す各回路はA/D変換器36の動作に同期して動作する。

【0066】透過光量演算部66は、透明度演算部56から出力された透明度 $(1 - \alpha_i)$ に対してラッチ回路62にてラッチされた一つ前のボクセルの出力光量 C_{OUTi-1} を乗算するものであり、具体的には乗算器68で構成される。すなわち、この透過光量演算部66から当該ボクセルの入力光量に透明度を乗算した透過光量が出力される。

【0067】光量加算部70は、上述した第3式に基づいて、発光量と透過光量とを加算し、当該ボクセルの出

力光量 C_{OUTi} を出力する。具体的には、この光量加算部70は加算器72により構成されている。光量加算部70から出力された出力光量 C_{OUTi} は、ゲート機能を有するラッチ回路74と上述したラッチ回路62に送られている。すなわち、ラッチ回路62を介して次のボクセルの演算のために当該ボクセルの出力光量が帰還されている。終了判定部77は、超音波ビームに沿って行われる上述のボクセル処理の終了判定を行うものであり、具体的には加算器76、ラッチ回路60及びコンパレータ78で構成される。加算器76には、当該ボクセルの不透明度 α_i が順次入力されており、一方、その加算器76の出力はラッチ回路60を介して帰還されて加算器76の他方の入力に入力されており、これによって加算器76の出力として不透明度を順次積算した積算値が出力されることになる。コンパレータ78は、その積算値と所定の係数 K とを比較し、両者が一致した時点で終了判定パルスを出力する。具体的には、 K として1が設定されており、終了判定部77は不透明度を積算しその積算値が1に到達した時点で終了判定パルスを出力する。その終了判定パルスは、ANDゲート64に入力されサンプリングクロックの通過を停止させ、またラッチ回路74に送られて光量加算部70から出力された出力光量 C_{OUTi} のラッチすなわち通過を許容させる。その出力光量 C_{OUTi} は当該超音波ビームに対応する画素の輝度値 $P(x, y)$ となる。ここで、出力光量 C_{OUTi} を色相に対応させることもできる。

【0068】なお、終了判定部77は、図6には示されていないが、設定された深さのボクセルまで処理が到達した場合には、上述同様にエコーデータの処理を停止させる。または、超音波ビームの最後のボクセルまで処理が進行した場合にはその処理を停止させる。超音波ビーム上の開始ボクセルは、図6には示されていないが、開始ボクセルの最初に存在するボクセルとして設定され、あるいは自動的に又は人為的に設定された深さのボクセルとして設定される。この場合、開始ボクセルの条件を設定する開始ボクセル設定器を設けるのが望ましい。

【0069】以上説明したように、図6に示す回路構成によれば、各超音波ビームごとにその超音波ビームに沿って開始ボクセルからボクセル処理が開始され、そのボクセル処理が各ボクセルについて行われ、その際、光量加算部70の出力が次のボクセル処理で利用される。そして、最終ボクセルの出力光量が当該超音波ビームに対応する画素の輝度値 P として利用される。1つの超音波ビームに対する処理が終了した後、次の超音波ビームについて処理がなされ、最終的に超音波画像1枚分についてのエコーデータの処理が完了する。その後、DSCからその超音波画像が読み出されて表示器42に表示される。

【0070】なお、この実施形態において不透明度は上述した第1式に示される関数に従って決定され、その第

1式における $k1$ は不透明度調整部44によって調整可能である。すなわち、この不透明度調整部44によって、表現できる深さを調整でき、また透明感や立体感などを調整できる。

【0071】以上の処理によって形成される超音波画像は、レントゲン像のような透明感を有し、かつ臓器に立体感を持たせた表現を行うことができ、診断上有用な超音波画像を構成できる。また、従来のポリウム・リング処理ではリアルタイムで画像処理を行うことができわめて困難であったが、図5及び図6に示した実施形態によれば、超音波ビームに沿って各ボクセルの処理が行われ、しかもテーブルが有効に利用されているため、リアルタイムでその処理を行うことができ、実用性に優れる。

【0072】なお、上記実施形態においては、超音波ビームに沿って各ボクセルの処理を行ったが、場合によっては三次元エコーデータ取込み空間に対してその外部に視点を設定しその視点から放射状に複数の透視線を設定し、各透視線に沿ってボクセルの処理を行うこともできる。また、上記実施形態では、不透明度演算部54と透明度演算部56をそれぞれ別個のROMで構成したが、2進法回路では1つのROMを共用しつつ、ROMの出力を反転して1の補数を求めることによって透明度を求める構成を採用することもできる。さらに、上記実施形態においては、係数 K として1が設定されていたが、この値を可変させる手段を設けることによって、リアルタイムで超音波画像を観察しながら超音波画像の画質を調整してもよい。

【0073】図7には、上述の第5-1式に基づく画像処理部38の他の実施形態が示されている。ROM82はエコーデータ e_i から不透明度 α_i を出力している。一方、減算器84は $(e_i - C_{INi})$ を演算している。そして、乗算器86では上記5-3式に相当する Δ_i の演算が行われ、上記5-2式に基づいて加算器88では $C_{INi} + \Delta_i$ の演算が行われている。遅延器90では次のボクセルについての演算のために、加算器88の出力 C_{OUTi} が1ボクセル分遅延されている。その遅延器90の出力は次のボクセルについての入力光量 C_{INi} となり、減算器84及び加算器88に入力されている。

【0074】なお、上記の各実施形態はハードウェアで構成することも可能であるが、ソフトウェアで構成することもできる。

【0075】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、生体内部を透明感をもって及び立体感をもって表現することができ、診断上有用な超音波画像を提供できる。また、本発明によれば、そのような画像をリアルタイムで構成できるという利点がある。また、本発明によれば、観察可能な範囲を自在に設定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 三次元データ取込み空間と投影画像との関係を示す図である。

【図2】 各ボクセルの入力光量と出力光量との関係を示す図である。

【図3】 各ボクセルの発光量を示す図である。

【図4】 ボクセルの出力光量を説明するための図である。

【図5】 本発明に係る超音波画像処理装置の全体構成を示すブロック図である。

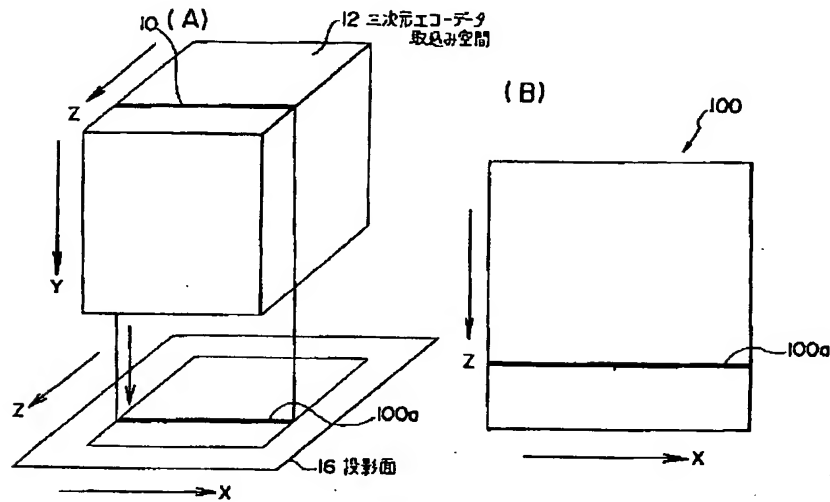
【図6】 図5に示す画像処理部の具体的な構成例を示す図である。

【図7】 図5に示す画像処理部の他の実施形態を示す図である。

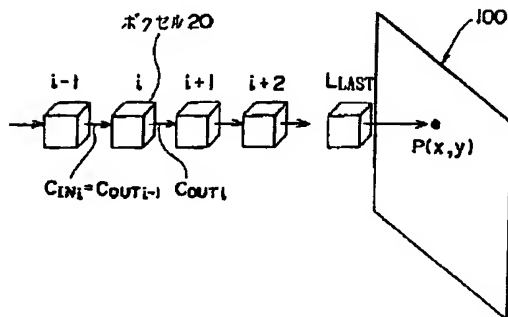
【符号の説明】

22 超音波探触子、34 LOGアンプ、38 画像処理部、44 不透明度調整部、52 発光量演算部、54 不透明度演算部、56 透明度演算部、66 透過光量演算部、70 光量加算部、77 終了判定部。

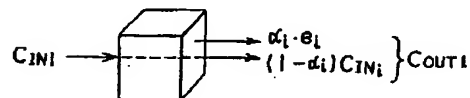
【図1】



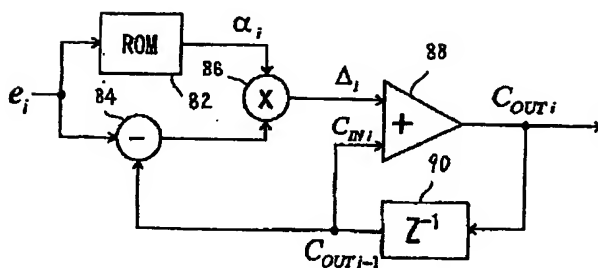
【図2】



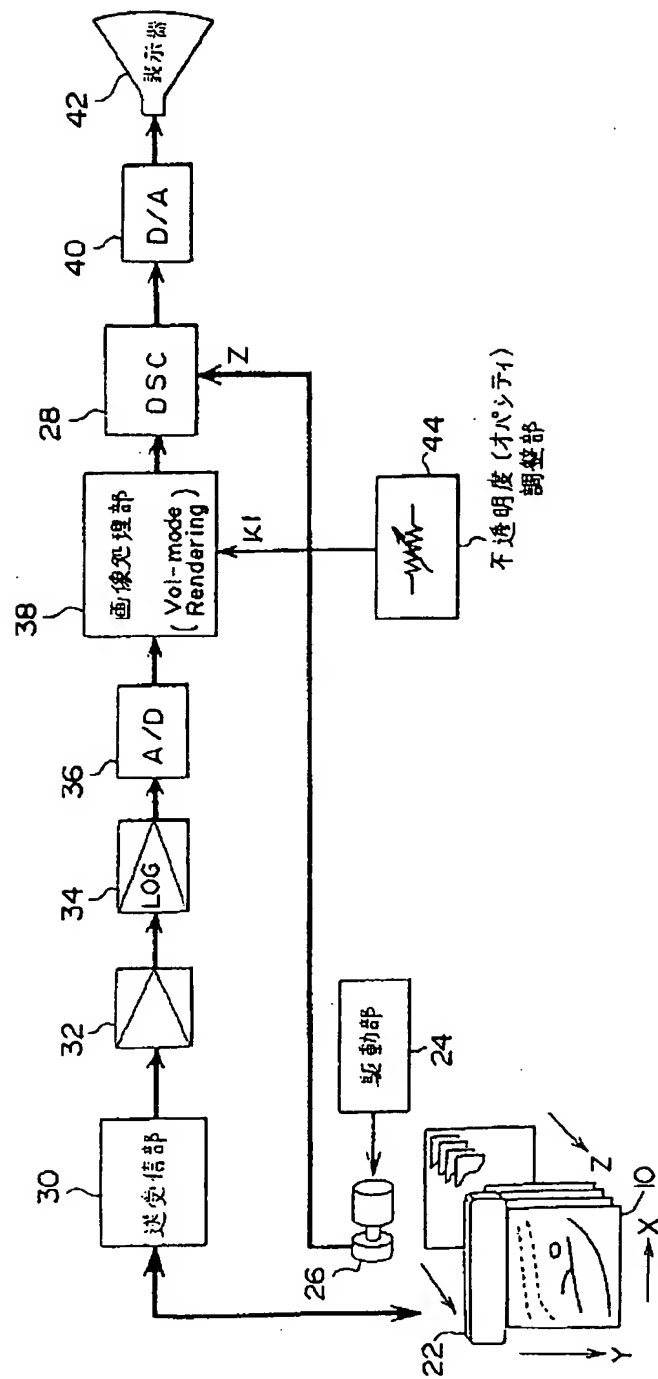
【図4】



【図7】



【図5】



【図6】

